

Hochschule Offenburg

Fakultät: Maschinenbau und Verfahrenstechnik

Studiengang: Biomechanik



Bachelor-Thesis zum Thema:

Eine funktionelle Beschreibung des tibialis anterior in Abhängigkeit der unteren Sprunggelenksachse

VORGELEGT VON:
MATRIKELNR.:
BETREUER:
ERSTPRÜFER:
ZWEITPRÜFER:
ABGABEDATUM:
BEARBEITUNGSZEIT:

RAPHAEL LÖSCHER
180645
M.SC. SASCHA SCHLECHTWEG
PROF. DR. BIOL. HUM. STEFFEN WOLF
PROF. DR. WILFRIED ALT
15. SEPTEMBER 2019
3 MONATE

Vorwort

Die Idee zu dieser Bachelorarbeit entstand im Rahmen eines Dissertationsprojekts am Institut für Sport- und Bewegungswissenschaften der Universität Stuttgart. Durch die schwierige Validierung einer Methode wurde eine Schätzmethode gesucht, die ökonomisch, kostengünstig und einfach zu digitalisieren ist. Aus diesem Grund wurde die modifizierte Kirby-Methode inkludiert, um die untere Sprunggelenksachse zu ermitteln.

Eidesstattliche Erklärung

Hiermit versichere ich eidesstattlich, dass die vorliegende Bachelor-Thesis von mir selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt worden ist, insbesondere, dass ich alle Stellen, die wörtlich oder annähernd wörtlich oder dem Gedanken nach aus Veröffentlichungen, unveröffentlichten Unterlagen und Gesprächen entnommen worden sind, als solche an den entsprechenden Stellen innerhalb der Arbeit durch Zitate kenntlich gemacht habe, wobei in den Zitaten jeweils der Umfang der entnommenen Originalzitate kenntlich gemacht wurde. Ich bin mir bewusst, dass eine falsche Versicherung rechtliche Folgen haben wird.

(Datum, Unterschrift)

Abstract

Das Ziel in dieser Bachelorarbeit war es, die Achse des unteren Sprunggelenks mit zwei Methoden zu ermitteln und mit Angaben der Literatur zu vergleichen. Des Weiteren sollte der Musculus tibialis anterior stimuliert und die Ergebnisse in Abhängigkeit der Methoden gestellt werden.

Zur Ermittlung der Achse wurde, aus Gründen der Ökonomie, eine modifizierte Methode nach Kirby und eine Methode mit Sensoren angewandt, bei Letzteren handelt es sich um sogenannte IMUs. Bei der modifizierten Kirby-Methode wurde gegen eine Plexiglasplatte gedrückt, die an der Fußsohle angebracht war, um Punkte zu finden, an denen der Fuß nicht rotiert. Anschließend wurden diese Punkte digitalisiert und ausgewertet. Bei der IMU-Methode wurden zwei IMUs an der Plexiglasplatte und der Tibia-Kante angebracht. Beim Bewegen des Fußes, in maximaler Dorsalflexion, in Richtung Pro- und Supination wurden die Daten der Sensoren aufgezeichnet und anschließend ausgewertet. Dabei stieg die Stimulationsstärke bis zum Erreichen von neunzig Prozent des max. Dorsalflexionswinkels, der zuvor willkürlich erreicht wurde. Die Stimulationen wurden aufgezeichnet und in Pronation und Dorsalflexion kategorisiert.

Es wurden 44 Sprunggelenke mit der modifizierten Kirby-Methode und 18 Sprunggelenke mit der IMU-Methode gemessen und stimuliert. Wie auch in der Literatur bestätigt wird, konnte mit keiner der beiden Methoden ein Zusammenhang zwischen rechter und linker Achse gemessen werden. Es zeigte sich bei der modifizierten Kirby-Methode keine Abhängigkeit zur Stimulation. Jedoch konnte mit der IMU-Methode eine untere Sprunggelenksachse ermittelt werden, unter der es bei der Stimulation zur Supination kam bzw. über der eine Pronation auftrat. Der Bland-Altman-Plot hat gezeigt, dass die modifizierte Kirby-Methode im Vergleich zur IMU-Methode unterbestimmt und es mit steigender Achse zu höheren Differenzen der beiden Methoden kommt. Die Stimulation des Musculus tibialis anterior hat gezeigt, dass bei den Probanden sowohl Pronation als auch reine Dorsalflexion festgestellt wurde.

Die Ergebnisse der Modifizierten Kirby-Methode sind aus vielerlei Hinsicht nicht plausibel und stimmen nicht mit den gemessenen Achsen in der Literatur überein. Die Ergebnisse der IMU-Methode haben in Abhängigkeit zur Stimulation gezeigt, dass eine Ausrichtung der USG-Achse einen Einfluss auf die Bewegung des Musculus tibialis anterior hat. Dieser Sachverhalt und auch die unterschiedlichen Funktionen des Musculus tibialis anterior wurden in der Literatur bisher nicht beschrieben.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	5
2. Theoretische Grundlagen	6
2.1 Anatomie.....	6
2.2 Die Achse des unteren Sprunggelenks.....	9
3. Die Biomechanik der USG-Achse	11
3.1 Fragestellung	12
4. Material – Methoden.....	13
4.1 Messungen nach Kirby	13
4.1.1 Studienprotokoll und -durchführung	15
4.2 Messung der Achsen mit Inertial Sensoren	18
4.3 Stimulation	20
4.3.1 Versuchsdurchführung	22
5. Ergebnisse	23
5.1 Stichprobe.....	23
6. Diskussion	29
6.1 Limitationen	31
7. Ausblick/Fazit	33
8. Abbildungsverzeichnis.....	36
9. Literaturverzeichnis	38
10. Terminologie Verzeichnis	42
11. Anhang	43
11.1 Probandeninformation.....	43
11.2 Datenschutzerklärung.....	45
11.3 Anamnesebogen.....	46

1. Einleitung

Eine Aufgabe in der Biomechanik ist es, mit Hilfe der Lehren der Mechanik, Anatomie und Physiologie, Bewegungsabläufe zu untersuchen [1, 2]. Der aufrechte Gang des Menschen und das Abfangen der Unebenheiten des Untergrunds werden durch das Sprunggelenk erst möglich gemacht [3]. Durch erhöhte sportliche Aktivität ist in Zukunft mit einer vermehrten Häufigkeit von Sprunggelenksverletzungen zu rechnen [4]. In der Literatur wird zwar umfassend die Anatomie beschrieben, jedoch herrscht keine Einigkeit über Orientierung oder Auswirkung der Rotationsachse besonders in Verbindung mit Verletzungen [5, 6]. Es ist anzunehmen, dass die anatomische Varianz ursächlich ist. Bei angenommener großer Varianz und vergleichsweise geringen Stichproben sind die Mittelwerts Unterschiede der bisherigen Literatur über Achsen nicht verwunderlich. Im Sprunggelenk ist eine erhebliche anatomische, interindividuelle Varianz vorzufinden [7]. Ob eine anders orientierte Achse im unteren Sprunggelenk im Zusammenhang mit einer anderen Bewegung steht, wurde, dem Vernehmen nach, bisher nicht untersucht.

In der vorliegenden Arbeit wird die Untersuchung der Rotationsachse des unteren Sprunggelenks in der sagittalen Ebene, projiziert auf die Transversalebene behandelt. Durch unterschiedliche Methoden wird eine Achse bestimmt und anschließend methodenübergreifend verglichen. Außerdem wird die Funktion des Musculus (M.) tibialis anterior untersucht.

Zu Beginn werden die theoretischen Grundlagen der Anatomie des Sprunggelenks und der Biomechanik des unteren Sprunggelenks behandelt. Anschließend werden zwei Methoden vorgestellt, mit denen eine Achse bestimmt wurde, und es folgt ein Kapitel über die Stimulation des Muskels. Daraufhin werden die Ergebnisse der Arbeit zusammengefasst, diskutiert und es wird ein Fazit gezogen.

2. Theoretische Grundlagen

2.1 Anatomie

Das untere Sprunggelenk (*Articulatio talotarsalis*) wurde anatomisch erstmals 1742 von Josiah Weitbrecht beschrieben [8]. Mit der Zeit nahmen sich immer mehr Wissenschaftler dem unteren Sprunggelenk an und untersuchten dessen Anatomie und Mechanik [9–13]. Die drei knöchernen Strukturen des USG sind: Talus, Calcaneus und Navicular (siehe Abbildung 1) [14–16].

Das obere und untere Sprunggelenk stellt die Verbindung zwischen dem Fuß und dem Unterschenkel des Menschen dar [17]. Die Aufgabe der Struktur ist es, sich Unebenheiten anzupassen und ein ökonomisches Gangbild sicherzustellen [18, 19]. Das untere Sprunggelenk (USG) balanciert den Körper entgegen der Bewegung des Fußes aus [20]. Während das obere Sprunggelenk (OSG) die Bewegungen der Plantar- und Dorsalflexion des Fußes zulässt, führt das USG Pro- und Supination aus [21, 22].

Das untere Sprunggelenk setzt sich aus zwei Kammern zusammen, die durch den Sinus- und Canalis tarsi getrennt sind, separat artikulieren und hermetisch voneinander abgeschieden sind [14, 23]. Dabei artikulieren Talus, Calcaneus und Navicular in der vorderen Kammer (*Articulatio talocalcaneonavicularis*) [24]. In der hinteren Kammer (*Articulatio subtalaris*) artikuliert die konkave Gelenksfläche des Talus mit dem konvexen Anteil des Calcaneus [24]. In Abbildung 2 zu sehen ist die vereinfachte mechanische Darstellung von Maceira et al. des unteren Sprunggelenkes. Dabei repräsentieren die beiden Zylinder, mit deren konvexer und konkaver Form, die hintere und vordere Kammer des unteren Sprunggelenks (siehe Abbildung 2) [15].

Das obere und untere Sprunggelenk bilden gemeinsam eine funktionelle Einheit, durch die es auch möglich ist, dass es keine Ansatzstelle von Muskeln am Talus-Knochen gibt [25]. Sechzig Prozent der Oberfläche des Talus sind mit Knorpel überzogen [15].

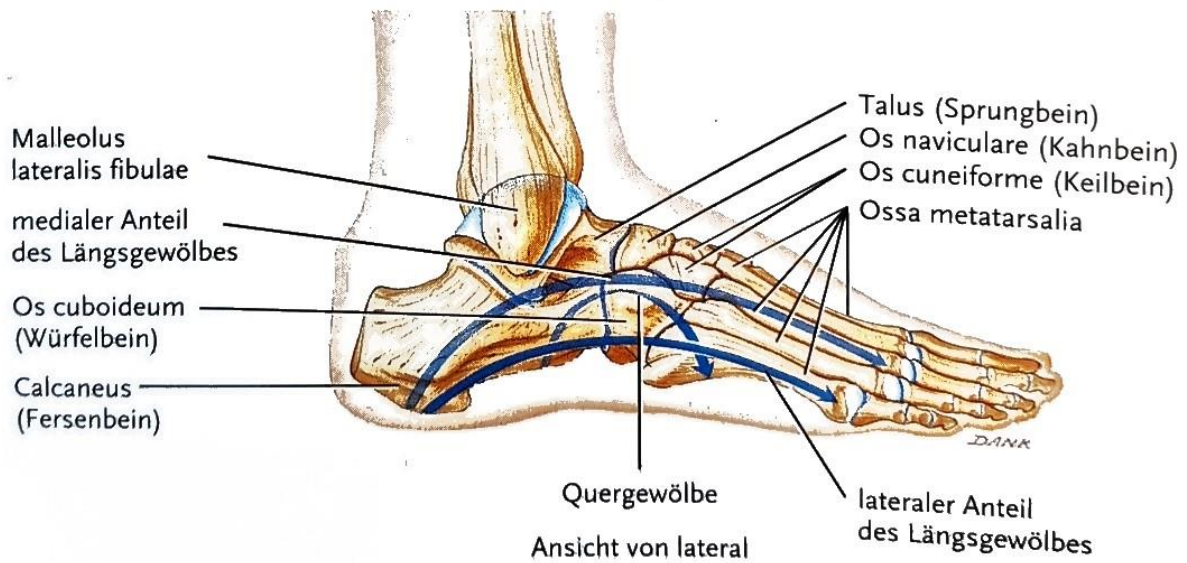


Abbildung 1: Darstellung der Knochen des Fußes und des unteren Sprunggelenks. In Blau eingezeichnet: das Fußgewölbe [20]

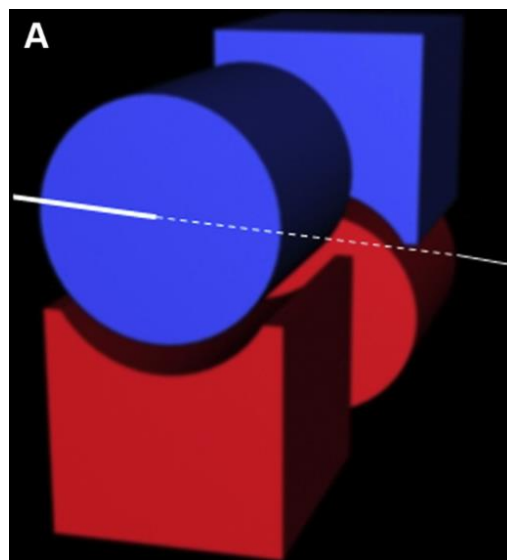


Abbildung 2: Die zylindrische Darstellung des unteren Sprunggelenks nach Maceira et al. [20]

Durch die zylindrische Form verhalten sich die Gelenkpartner nicht rollend, sondern gleiten entlang der Artikulationsfläche (siehe Abbildung 2) [15]. Dadurch lässt sich eine Bewegungsachse beschreiben, die durch den Mittelpunkt jener Sphäre verläuft, die sich aus den Krümmungsradien des konvexen Gelenkpartners bildet [15].

In der Literatur werden ebenfalls die Inversion und Eversion beschrieben. Eine Inversion ist eine Kombination der Bewegungen: Supination, Adduktion und Plantar Flexion [23]. Als Eversion wird demnach die Kombinationsbewegung aus Pronation, Abduktion und Dorsalflexion des Fußes beschrieben [23]. Dabei beschreibt die Inversion auch das

‚Einwärts kippen‘ des Fußes, die Eversion steht für das ‚Auswärts kippen‘ des Fußes [14]. Inversion und Eversion werden von Ligamenten lateral bzw. medial der Achse liegend begrenzt [14, 24]. Bei der Inversionsbewegung werden etwa 20° erreicht, bei der Eversionsbewegung etwa 10° [24].

2.2 Die Achse des unteren Sprunggelenks

Obwohl eine Vielzahl von Beschreibungen der USG-Achse vorliegen, gibt es in der Literatur keine übereinstimmende Aussage über ihre durchschnittliche Ausrichtung [5, 6, 10, 26].

Im Lehrbuch von Rauber und Kopsch wird die Achse des USG mit einer Abweichung von 40° von der Transversalebene und 23° von der Sagittalebene beschrieben [24]. Manter untersuchte die USG-Achse bei 16 Leichen. In Bezug auf die sagittale Achse lag die von ihm ermittelte durchschnittliche Achse der Kadaver bei 16° Abweichung und 42° Abweichung von der transversalen Achse [9]. Isman et al. maßen in einer Kadaverstudie mit 46 Füßen eine durchschnittliche Achse von 23° zur Sagittalebene [6]. In anderen Studien zeigte sich ebenfalls eine große Spannbreite bei der ermittelten Achse des unteren Sprunggelenks [27]. 1989 hat Kirby interindividuelle Unterschiede der USG-Achse beschrieben, die nicht nur zwischen Personen auftreten, sondern ebenfalls zwischen der linken und rechten Seite des einzelnen Individuums [28].

Henke beschrieb eine Achse des USG, die von plantar lateral nach dorsal medial verläuft. Die Achse verlief durch beide Gelenkkammern, weshalb auch die Bewegungen im USG immer gleichzeitig in beiden Gelenkkammern stattfand [14].

Auch beim unteren Sprunggelenk fand sich eine anatomische Varianz. So hat Brucker 1987 32 Calcanei untersucht wobei zwanzig ein Zwei-Facetten-Gelenk aufwiesen und zwölf ein Drei-Facetten-Gelenk [29]. Ebenfalls beschrieben Bunning und Barnett die anatomische Varianz der knöchernen Strukturen [30]. Cho et al. untersuchten in Ihrer Studie 61 Tali. Dabei wurden diese, aufgrund von knöchernen Unterschieden, in fünf Kategorien eingeteilt [31].

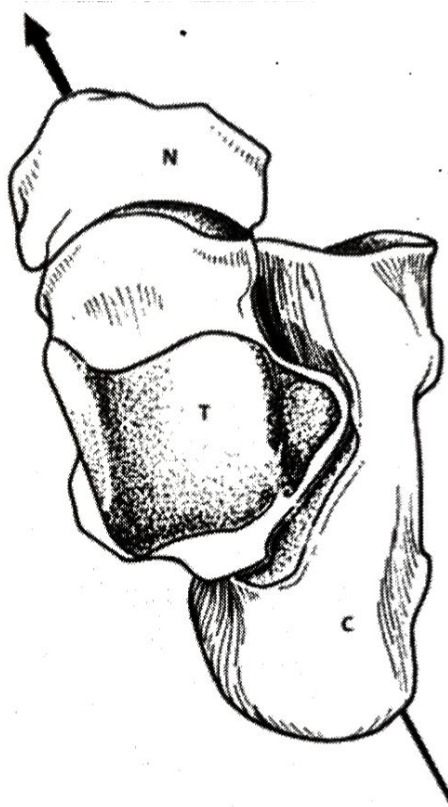


Abbildung 3: Die Achse des USG nach Andermahr. Zu sehen sind die knöchernen Strukturen Calcaneus (C), Talus (T) und Navicular (N) [13]. Eingezeichnet als Pfeil ist die Achse nach Henke von unten-lateral nach oben-medial

3. Die Biomechanik der USG-Achse

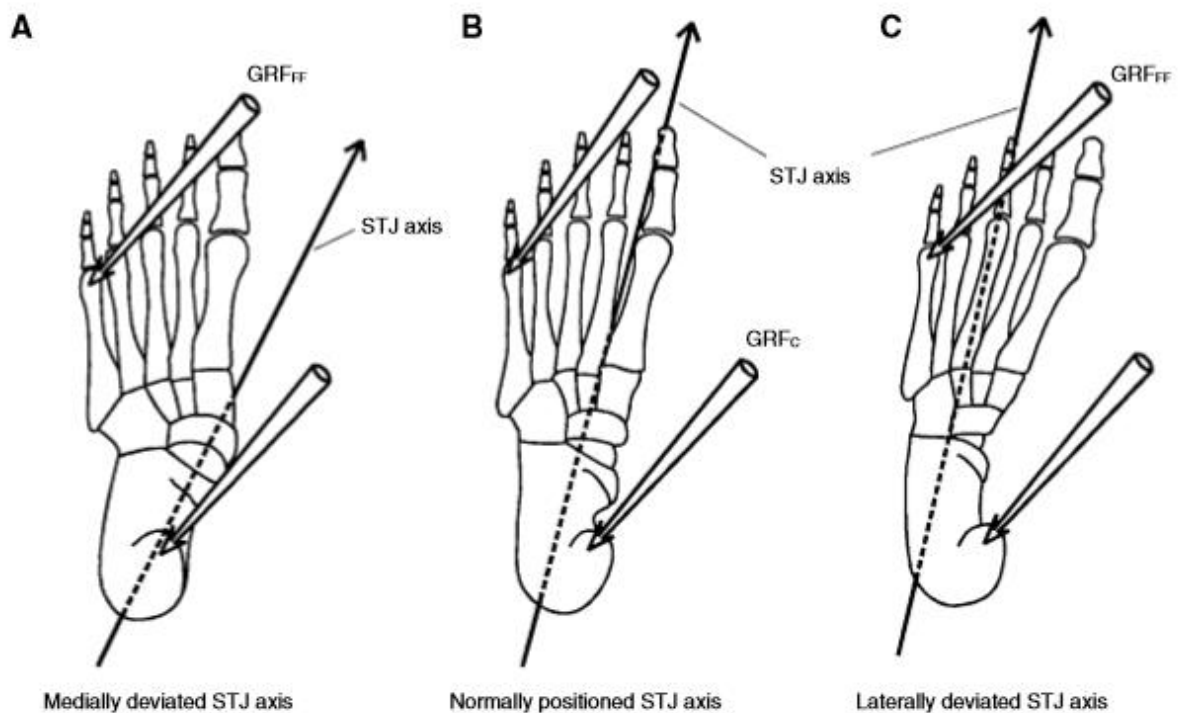


Abbildung 4: Die Darstellung der Biomechanik des Fußes bei Belastung nach Kirby [27][27]

In Abbildung 4 ist nach Kirby et al. (1988) die Biomechanik der USG-Achse näher erläutert. Dabei stehen jene abgebildeten Pfeile für die Bodenreaktionskraft angreifend am lateralen Vorfuß und am plantaren Calcaneus (GRF_{FF} = Ground Reaction Force Forefoot; GRF_C = Ground Reaction Force Calcaneus). Eine Achse ohne Deviation (B) hat zur Folge, dass die Bodenreaktionskraft, die am lateralen Vorfuß angreift, ein Supinationsmoment bewirkt, wohingegen die Kraft, wenn sie am Calcaneus angreift, ein Pronationsmoment erzeugt. Eine Rotation der USG-Achse nach lateral hat den Effekt, dass der Hebelarm der Bodenreaktionskraft, angreifend am Calcaneus, größer wird, während die Bodenreaktionskraft, die am Vorfuß angreift, einen kleineren Hebelarm aufweist. Dadurch kommt es zu einem insgesamt erhöhten Supinationsmoment. Im Gegensatz dazu steht eine Achse, die eine Rotation nach medial aufweist (A). Hier wächst der Hebelarm der GRF_{FF} , gleichzeitig verringert sich der Hebelarm der GRF_C . Dadurch kommt es zu einem insgesamt erhöhten Pronationsmoment [32]. Je nach Lage der USG-Achse kann die Bodenreaktionskraft größere/kleinere Momente über die Gelenksachse ausüben.

Kirby hat daraus eine erhöhte bzw. verminderte Widerstandsfähigkeit gegen z. B. seitliche Instabilität geschlossen [32]. Eine medial rotierte Achse hat eine hohe Supinations-Stabilität, eine lateral rotierte eine Supinations-Instabilität. Ruby et al. schlussfolgerten erhöhten Stress auf das Kniegelenk und damit ein erhöhtes Verletzungsrisiko beim Radfahren bei einer Rotierten USG-Achse [33]. Tomaro et al. vermuteten, dass eine Verschiebung der Achse das Verletzungspotenzial erhöhen kann, besonders bezüglich Überlastungsschäden [34]. Durch eine Rotation der USG-Achse kann es zu Überlastung und Stress kommen, der zu Schmerzen führt [35].

Der M. tibialis anterior entspringt am proximal lateralen Teil der Tibia und setzt dorsal am Os metatarsale sowie Plantar am Os cuneiforme mediale an [36, 37]. In zahlreichen Quellen wird die Funktion des Muskels als Supinator- und Dorsalextensor beschrieben [24, 36–39]. Hamill et al. beschreiben zudem ein durch den M. tibialis anterior ausgelöstes Inversionsmoment durch die Adduktion des Calcaneus [39]. Wang et al. untersuchten den M. tibialis anterior, den M. soleus und den M. gastrocnemius in ihrer dynamischen Funktion während des Ganges. Dabei wurde ein durch den M. tibialis anterior bewirktes Abbremsen der Vorwärtsbewegung festgestellt. Eine interindividuelle Beschreibung der Muskelfunktion ist in der Literatur nicht vorhanden.

3.1 Fragestellung

Das Ziel dieser Bachelor-Thesis besteht darin, die Achse des unteren Sprunggelenks mit verschiedenen Methoden zu ermitteln. In der ersten Methode wird die USG-Achse durch eine Modifizierte Methode nach Kirby [27] geschätzt. Die zweite Methode beinhaltet eine Messung der Achsen mit Hilfe von Inertial Sensoren [40].

Es soll überprüft werden, ob die gemessenen Achsen mit den Werten in der Literatur übereinstimmen. Außerdem sollen die Kirby- und IMU-Methode miteinander verglichen werden und es soll die Funktion des M. tibialis anterior durch externe Stimulation geklärt werden.

4. Material – Methoden

Für die Messungen am Institut für Sport- und Bewegungswissenschaften wurden Studenten der Universität Stuttgart akquiriert. Als Ausschlusskriterium galt eine akute Verletzung des Sprunggelenks.

4.1 Messungen nach Kirby

Die Achse wurde mittels Palpation bestimmt (siehe Abbildung 5) [27].

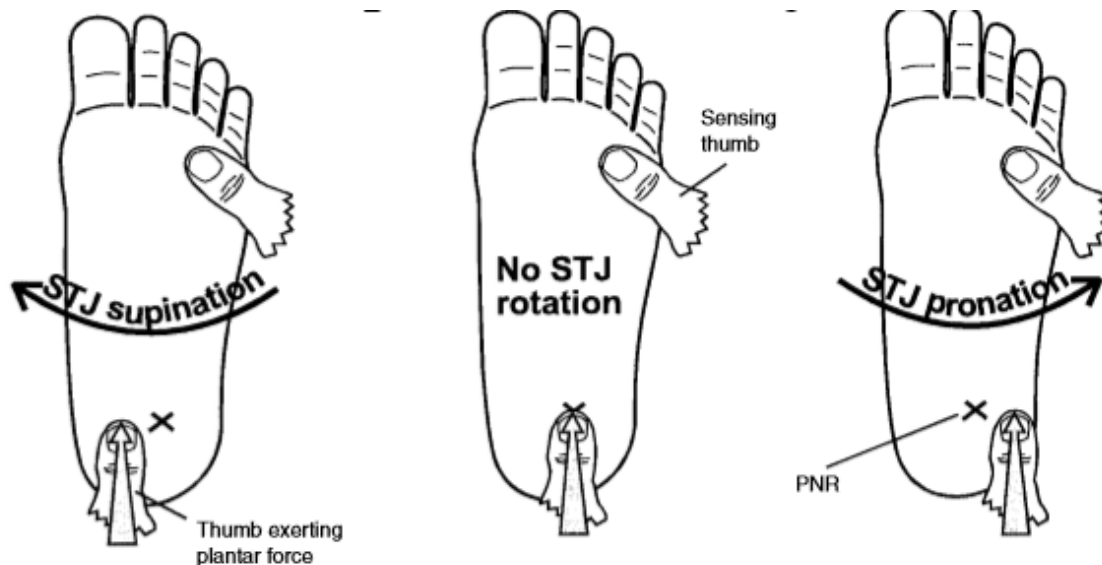


Abbildung 5: Die Messung nach Kirbys Durchführung und Beschreibung [27]

Hierzu wurde das Bein gelagert, sodass der Fuß frei schwingen konnte. Anschließend wurde von unten auf die Fußsohle gedrückt, hierbei wurde auf eine Pro- oder Supination des Fußes geachtet. Sollte der Fuß in der Horizontalebene rotieren, so wusste der Untersucher, dass der gedrückte Punkt nicht auf der Achse lag. Im Folgenden wurden Punkte auf der Fußsohle abgetastet, bis der Fuß beim Drücken nicht mehr rotierte. Es wurden die Punkte entlang des Fußes gemessen und markiert. Durch das Verbinden der Punkte entstand eine Achse, die der Rotationsachse des unteren Sprunggelenks entsprach.

Die Kirby-Messung wurde aus ökonomischen Gründen modifiziert. In Kirbys Studie wurden die Probanden liegend vermessen und die Punkte wurden direkt auf den Fuß gezeichnet, da Kirby anschließend keine Achse auswertete. In der vorliegenden Arbeit wurden die Beine der Probanden im Sitzen gelagert. Aufgrund der Auswertung wurde eine dünne Plexiglasplatte verwendet, um die Digitalisierung zu rationalisieren.

Zur Abbildung der Sohlen wurden diese auf Plexiglas (Stärke 2 mm) gezeichnet (siehe Abbildung 6). Die dadurch entstandenen Größen entsprechen den Schuhgrößen 36, 38, 40 und 44. Dadurch wurde sichergestellt, dass möglichst viele Probanden mit einer (annähernd) passenden Glasplatte vermessen werden konnten.

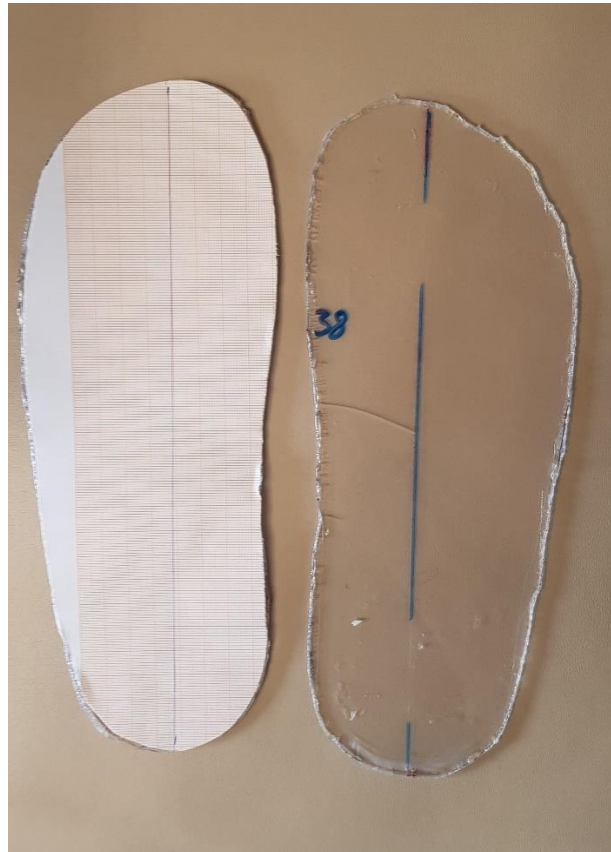


Abbildung 6: Kirby-Messsohlen aus Plexiglas in der Größe 38. Links mit bereits aufgeklebtem Millimeterpapier und eingezeichneter Achse, rechts die Glasplatte mit eingezeichneter Achse.

Eine MATLAB-Routine diente dazu, die Kirby Messungen auszuwerten und die Abweichung der USG-Achse von der Sagittal-Ebene zu berechnen (MATLAB®, MathWorks, Natick, Massachusetts, Vereinigte Staaten). Folgende Schritte wurden durchgeführt: Es wurden vier Punkte der Kirby Messung und fünf Punkte entlang der Achse eingelesen. Mit einer linearen Regression wurde sich an eine bestmögliche Gerade durch die vier bzw. fünf Punkte angenähert. Dabei entsprach der Winkel der berechneten Geraden der Abweichung der USG-Achse zur eingezeichneten Sagittal-Ebene projiziert auf die Transversalebene.

4.1.1 Studienprotokoll und -durchführung

Als erster Schritt wurde der Fuß vermessen, um die exakte Schuhgröße zu bestimmen (siehe Abbildung 7, links). Zur genaueren Positionierung des Fußes wurde anschließend eine Linie, die der Sagittal-Ebene des Fußes entsprechen soll, auf die Plexiglasplatte gezeichnet (siehe Abbildung 7, Mitte). Anschließend wurde das Millimeterpapier auf der Unterseite der Platte mit doppelseitigem Klebeband fixiert. Durch das Kopieren der vorher eingezeichneten Achse auf das Millimeterpapier ließ sich im Nachhinein der Winkel der palperten USG-Achse bestimmen (siehe Abbildung 7, rechts). Durch doppelseitiges Klebeband und Leukoplast® wurde sichergestellt, dass die Relativbewegung zwischen Fuß und Platte minimiert wurde (siehe Abbildung 8, links). Nachfolgend wurde die Platte händisch mit Hilfe doppelseitigen Klebebandes auf die Fußsohle geklebt und mit Leukoplast zusätzlich fixiert. Die Platte wurde so positioniert, dass die eingezeichnete Achse posterior unter der Mitte der Insertion der Achillessehne und anterior am Vorfuß zwischen erstem und zweitem Strahle verläuft, d. h. so, wie die sagittale Ebene definiert ist.

Es wurde von unten mit einer punktuellen Kraft wie einem Stift gegen den Fuß gedrückt und dabei dessen Bewegung beobachtet (siehe Abbildung 8, Mitte). Erst wenn der Fuß beim Drücken nicht mehr rotierte, war sichergestellt, dass auf die USG-Achse gedrückt wurde. Markiert wurden vier Punkte entlang des Fußes.

Nach Abschluss der Messung wurde das Millimeterpapier abfotografiert, das Bild in MATLAB eingelesen und wie oben beschrieben ausgewertet.

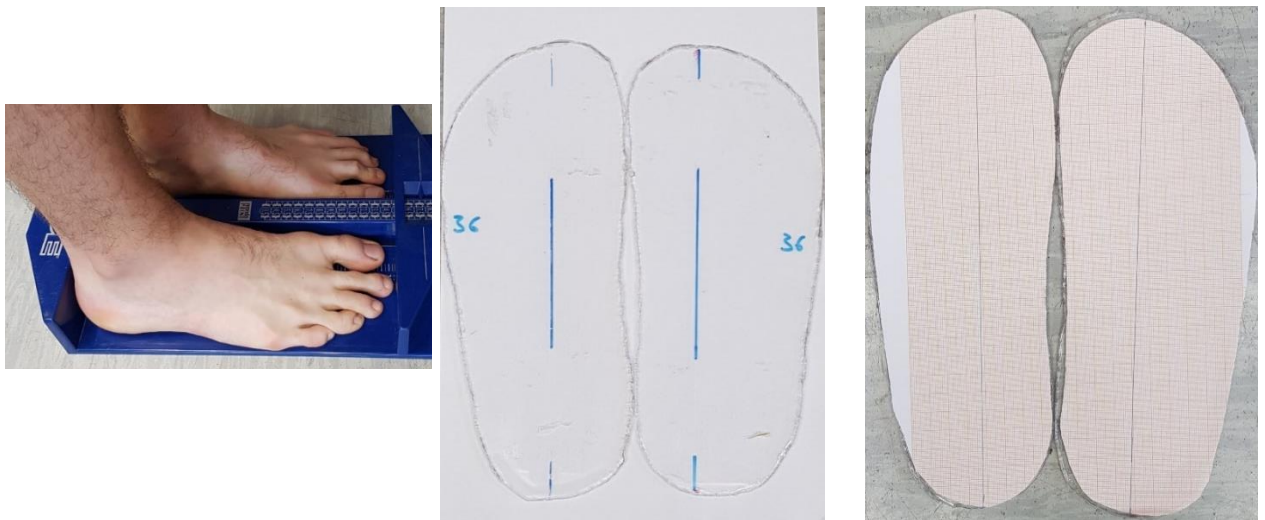


Abbildung 7: Die Messreihenfolge von links nach rechts: Vermessen des Fußes, Einzeichnen der Achse auf Plexiglas-Platte, Übertragen der Achse auf Millimeterpapier



Abbildung 8: Von links nach rechts: Positionieren des Fußes aus der Platte mit IMU-Sensor, Durchführung der Kirby-Messung, Projektion der Kirby-Messung

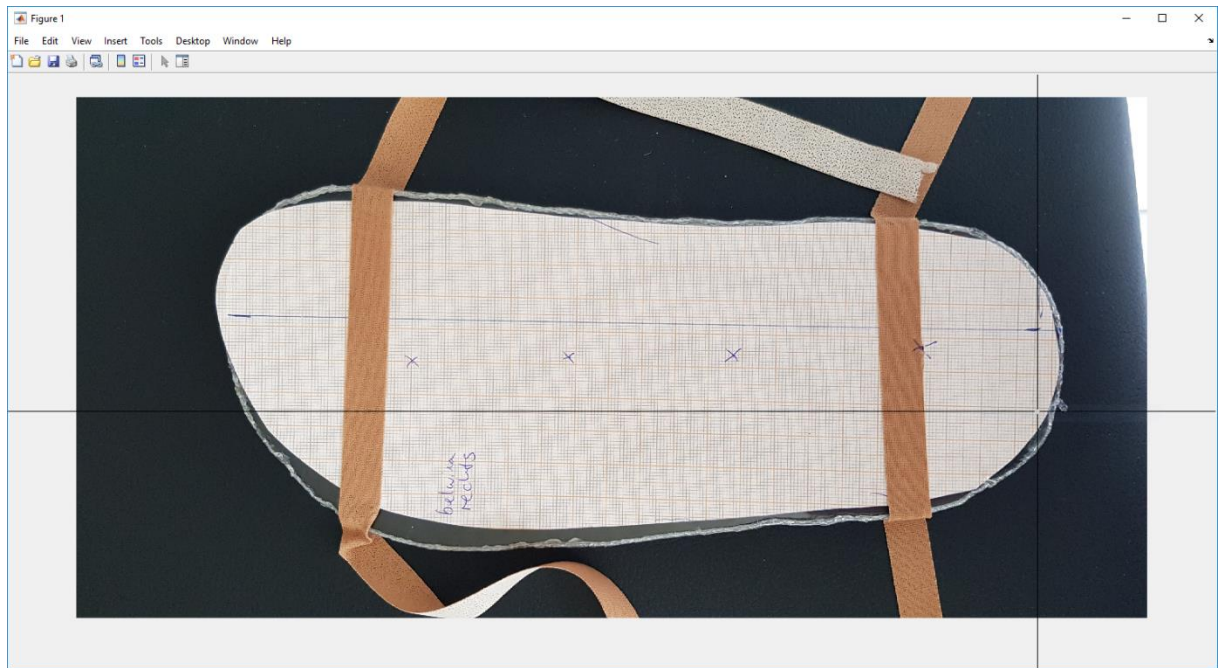


Abbildung 9: Auswertung der Kirby-Messung in MATLAB mit angezeigtem Cursor zum Markieren der relevanten Punkte

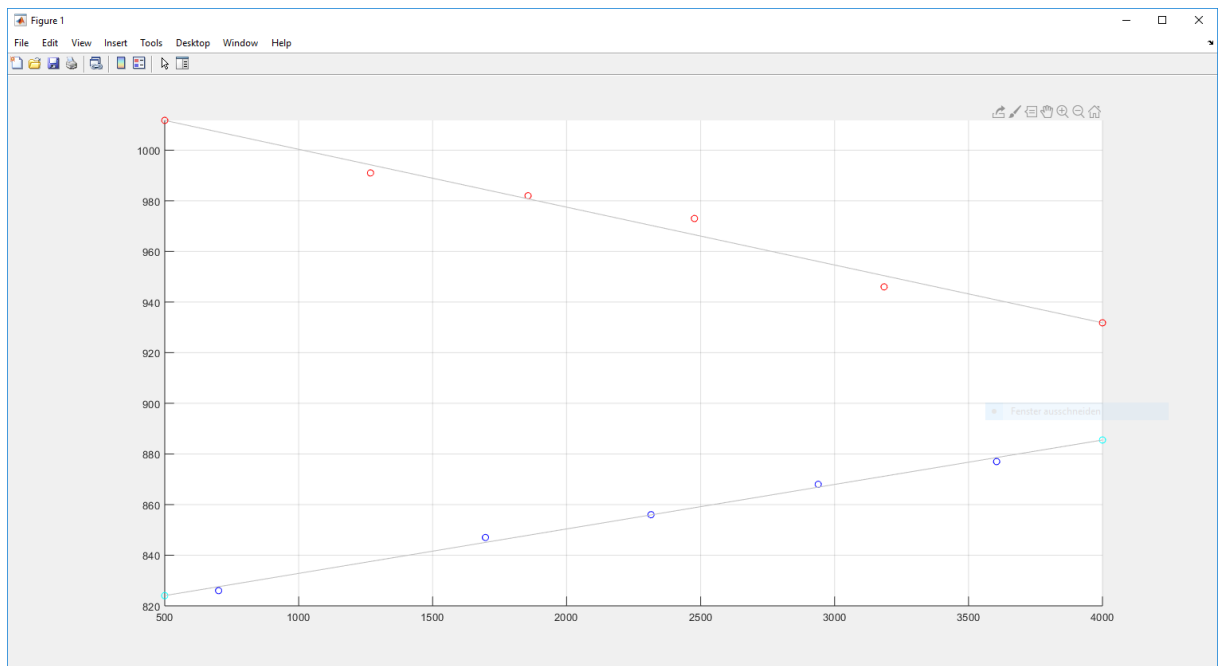


Abbildung 10: MATLAB-Ausgabe der berechneten Geraden, aus denen der Winkel berechnet wird. In Blau die Punkte entlang der Achse, in Rot die Kirby-Messpunkte

4.2 Messung der Achsen mit Inertial Sensoren

Durch sogenannte IMUs (englisch: Inertial Measurement Unit) ist es möglich, die Bewegung eines Objekts im Raum zu messen. Bei den IMUs werden hierfür Beschleunigungs- und Drehratensensoren benutzt, um in einem dreidimensionalen Raum mit sechs Freiheitsgraden die Bewegungsänderung zu bestimmen [41]. In dieser Arbeit wurden IMUs dazu verwendet, die Bewegung des Rückfußes zu messen und die Achse des unteren Sprunggelenks zu bestimmen. Ein Sensor wurde auf derselben Plexiglasplatte, die für die Kirby-Messung verwendet wurde, angebracht. Mit Hilfe einer 3-D-gedruckten (Creality CR-10, Shenzhen Creality 3D Technology Co., Ltd., China) Halterung wurde sichergestellt, dass der Sensor auf der Achse der Platte liegt und entlang der eingezeichneten Achse orientiert ist (siehe Abbildung 11 und Abbildung 12). Die Z-Achse des Sensors war entlang die eingezeichneten sagittalen Ebene orientiert. Die X- und Y-Achse lagen parallel zur transversalen Ebene. Hierdurch war der Sensor nach dem anatomischen Koordinatensystem des Fußes ausgerichtet.

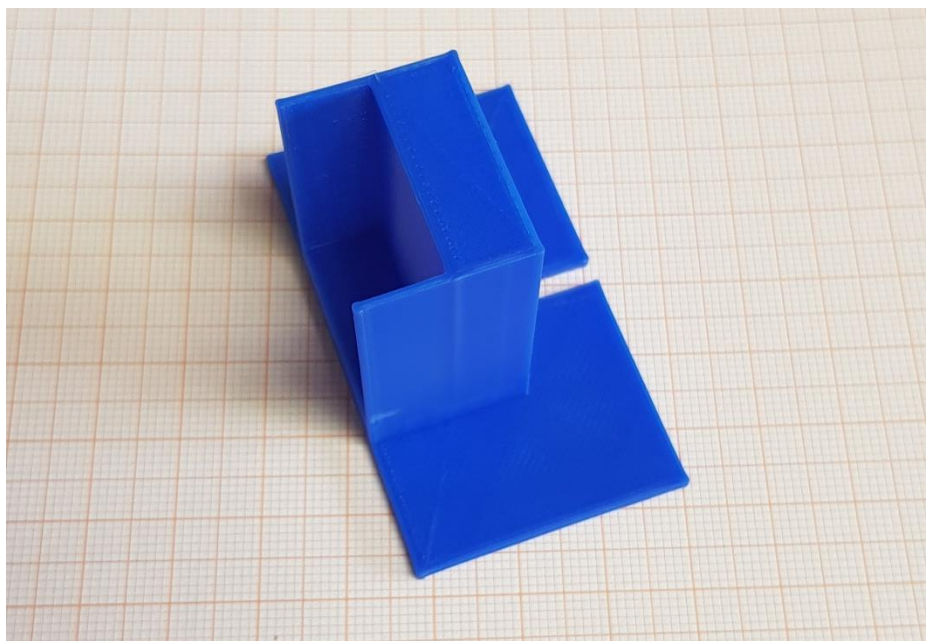


Abbildung 11: Die 3-D-gedruckte Halterung für den IMU-Sensor.

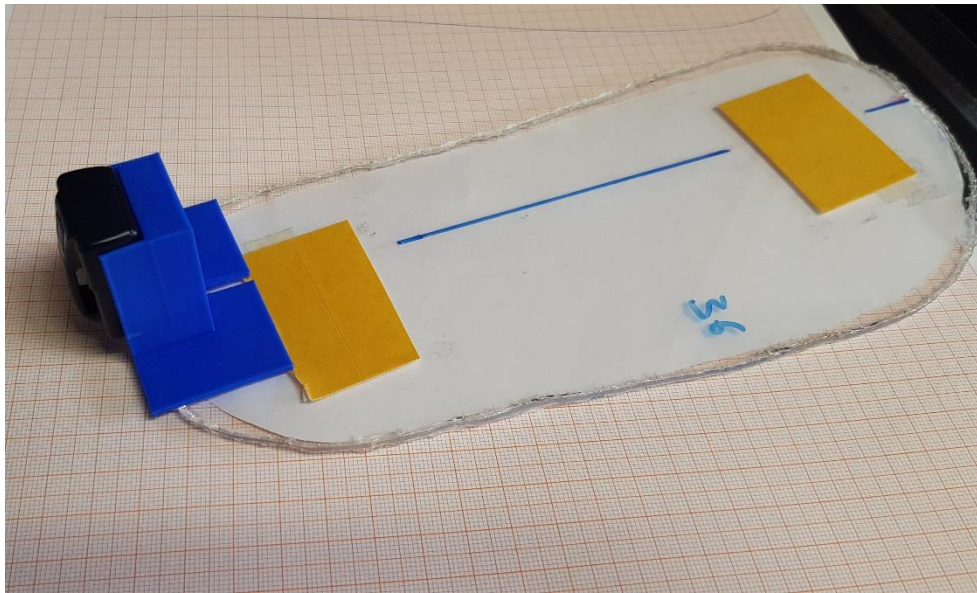


Abbildung 12: Die Halterung mit IMU-Sensor appliziert auf die Plexiglas-Platte.

Die IMU-Sensoren sollten die Relativ-Bewegung zwischen Talus und Calcaneus messen. Jedoch ist es nicht möglich, die Bewegung des Talus an der Hautoberfläche zu untersuchen. Alt et al. zeigten im Kadaverversuch, dass der Talus in maximaler Dorsalflexion des Fußes zwischen den Trochlea der Tibia eingeklemmt ist und bewegungsunfähig wird [42]. Daher kann der Talus in dieser Position als quasi starr mit der Tibia verbunden betrachtet werden. Ein zweiter IMU wurde repräsentativ für die Talus-Bewegung an der Tibia-Kante angebracht.

Durch einen Gurt zog der Proband den Fuß in die maximale Dorsalflexion und wurde vom Versuchsleiter zusätzlich während der Bewegung unterstützt, um sicherzustellen, dass die maximale Dorsalflexion beibehalten wurde. Nach dem Starten der Aufzeichnung wurde der Proband aufgefordert, den Fuß ca. zehn Mal in Pro- und Supination zu bewegen. Nach mehrmaligem Bewegen wurde die Aufnahme gestoppt und nach einer kurzen Pause die Bewegung wiederholt. Um Messfehler zu reduzieren, wurden insgesamt fünf Sätze á zehn Bewegungen aufgenommen.

Die Daten der IMU-Sensoren wurden kabellos an einen Laptop gesendet, durch den mit einer in MATLAB implementierten Routine die Achse der USG-Achse bestimmt wurde. Die Funktionsweise des Algorithmus wurde an anderer Stelle ausführlich beschrieben [43] und von Schlechtweg et al. 2019 validiert [40]. Zusammengefasst wurde ein Vier-Parameter-Modell im iterativen Verfahren optimiert, um eine Kostenfunktion zu minimieren.

4.3 Stimulation

Zur Beschreibung der Funktion des M. tibialis anterior ist eine isolierte Kontraktion desselben nötig. Bei willkürlicher Motorik ist anzunehmen, dass es bei Dorsalflexionsbewegung zur Kontraktion verschiedener Muskeln kommt. Anders als bei der willkürlichen Aktivierung der Skelettmuskulatur ruft die Stimulation eine unwillkürliche Aktivierung des Muskels hervor. Diese wirkt lokal und führt zu einer ausschließlichen Kontraktion des stimulierten Muskels. Bei der transkutanen, externen muskulären Stimulation werden zwei Elektroden angebracht. Über eine externe Quelle wird eine Spannung angelegt (Gerät: Compex SA Sport P, siehe Abbildung 13). Im Vorliegenden Fall wurde der M. tibialis anterior stimuliert.

Der M. tibialis ant. liegt medial der Pro- und Supinationsachse neben der vorderen Schienbeinkante [24] (siehe Abbildung 14). In der Neutral-Null-Stellung wirkt er, nach Lehrbuch, gleichzeitig als Dorsalflexionsmuskel und Supinator [24].

Es wurden an der Stelle, an der der Muskelbauch am größten ist (proximal der Tibia, siehe Abbildung 15), zwei Elektroden auf der Haut angebracht. Anschließend wurden drei Stimulationen aufgezeichnet. Bei großen Elektroden konnte es passieren, dass andere, angrenzende Muskeln fälschlicherweise ebenfalls stimuliert wurden. Aufgrund dessen wurden die Elektroden zurechtgeschnitten, sodass nur der M. tibialis anterior kontaktiert wurde.

Die Kontraktionsstärke und -dauer und damit das Bewegungsausmaß hängen von der Stromstärke und -dauer ab. Zur Bestimmung der maximalen Stromstärke führte der Proband zunächst eine willkürliche maximale Dorsalflexion durch. Unter der Annahme, dass der M. tibialis anterior der vorwiegende Dorsalflexionsmuskel ist, wurde im Anschluss die Stromstärke so geregelt, dass mindestens neunzig Prozent des zuvor willkürlichen Dorsalflexionswinkels erreicht wurden. Der Winkel wurde über zwei Inertial-Sensoren am Vorfuß und an der Tibia überprüft, es wurden je drei Kontraktionen mit einer Dauer von je 1,5 Sekunden ausgelöst. Zur späteren Einschätzung der Kontraktionsbewegungen wurde der Fuß während der gesamten Stimulation aus frontaler Sicht gefilmt. In dieser Versuchsreihe wurde mit dem Stimulationsgerät ‚Compex SA Sport P‘ gemessen (siehe Abbildung 13).

Der M. tibialis anterior wurde vor dem Versuch palpiert, die Haut rasiert und desinfiziert.



Abbildung 13: Das Stimulationsgerät ,Compex SA Sport P' mit angeschlossenen Elektroden (rechts)

4.3.1 Versuchsdurchführung



Abbildung 14: Der M. tibialis anterior (Rot markiert) am humanen Unterschenkel [44].

Durch eine Analyse der Aufzeichnungen wurden die Bewegungen eingeteilt in Pronation, reine Dorsalflexion und Supination.



Abbildung 15: Der Stimulationsaufbau mit angebrachten Elektroden und individueller Probandennummer

5. Ergebnisse

5.1 Stichprobe

Die Beschreibung der Stichprobe ist in Tabelle 1 zu finden. Um einen Vergleich zu Kirbys Untersuchungen zu ziehen, wurden insgesamt 44 Sprunggelenke mit der modifizierten Kirby Methode vermessen. 18 Sprunggelenke wurden mit Inertial Sensoren vermessen und stimuliert. Dabei ergab sich ein durchschnittliches Gewicht von 72,47 kg der Probanden.

Statistik	Schuhgröße	Gewicht [kg]
Minimum	36	53
ϕ	40,07	72,48
Maximum	44,5	98

Tabelle 1: Schuhgröße und Gewicht der Probanden

In Abbildung 16 ist die Histogrammische Verteilung der Kirby-Messmethode gezeigt. Darin zu sehen sind die Achsen, gemessen nach der Modifizierten Kirby-Methode, und wie häufig diese gemessen wurden. Besonders häufig wurden Achsen zwischen 3,6° und 5,1° bestimmt. Der Mittelwert der Kirby-Messung liegt bei 4,5° mit einer Standardabweichung von 1,48° und einem Median von 4,8° (siehe Abbildung 16).

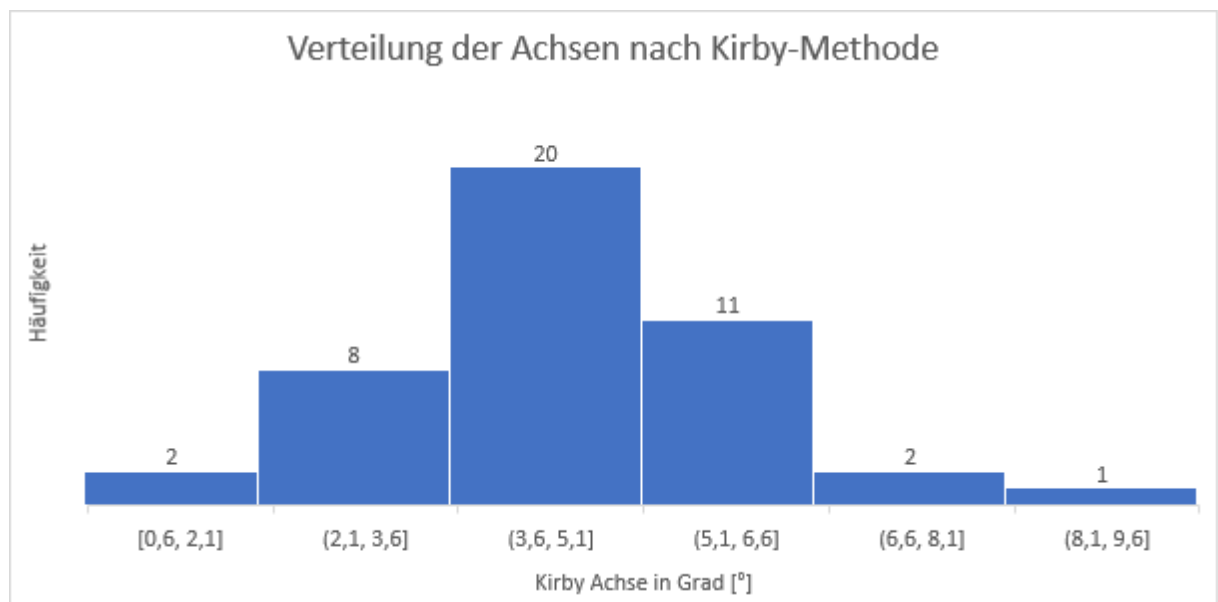


Abbildung 16: Die Achsen gemessen nach der Methode von Kirby, gegenübergestellt mit auftretender Häufigkeit

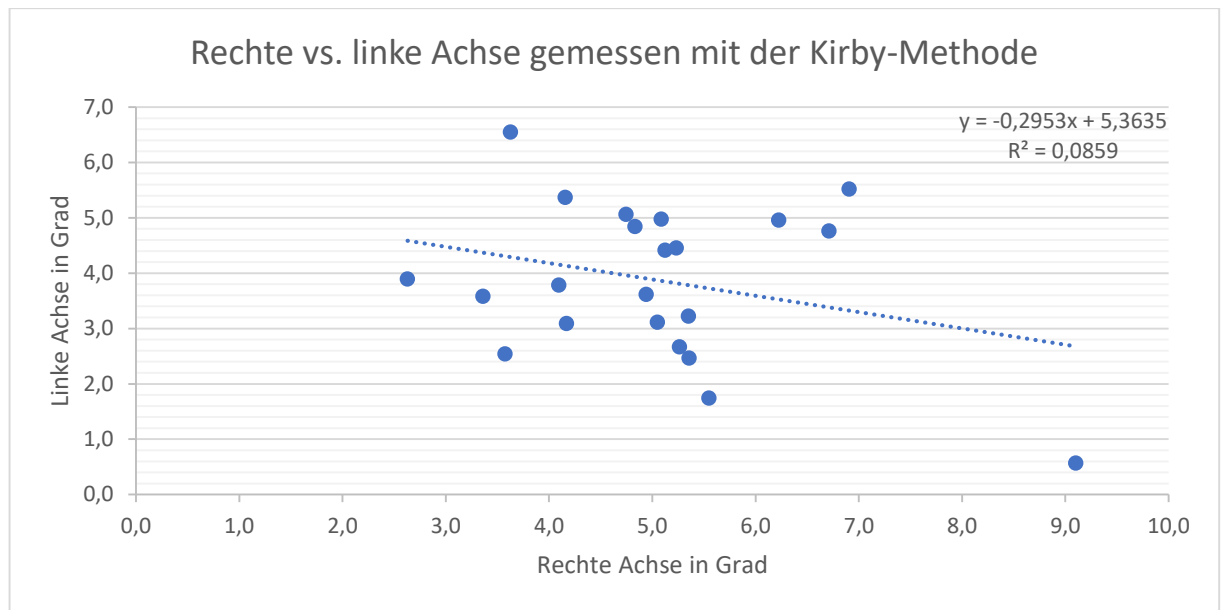


Abbildung 17: Die gemessenen Achsen: links und rechts im Vergleich, gemessen mit der Kirby-Methode

In Abbildung 17 ist die Korrelation der Achsen zum kontralateralen Fuß dargestellt. Die Werte der rechten Sprunggelenke sind auf der Abszisse aufgetragen, die der linken Sprunggelenke auf der Ordinate. In dieser Arbeit konnte mit der Kirby-Methode kein Zusammenhang festgestellt werden zwischen der rechten und der linken Achse der Probanden.

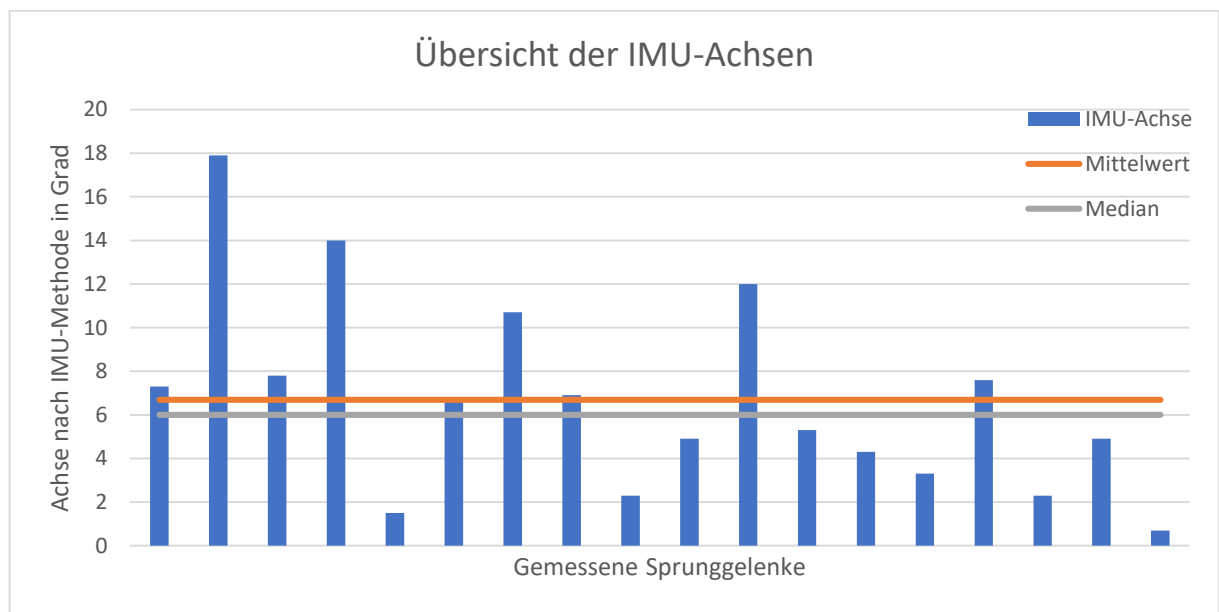


Abbildung 18: Eine Übersicht der USG-Achsen gemessenen mit der IMU-Methode

Mit dem Sensorsystem ergab sich ein Mittelwert von 6,69° mit einem Median von 6° (siehe Abbildung 18). Ein Zusammenhang zwischen rechter und linker USG-Achse konnte auch mit dem Sensorsystem nicht festgestellt werden (siehe Abbildung 19).

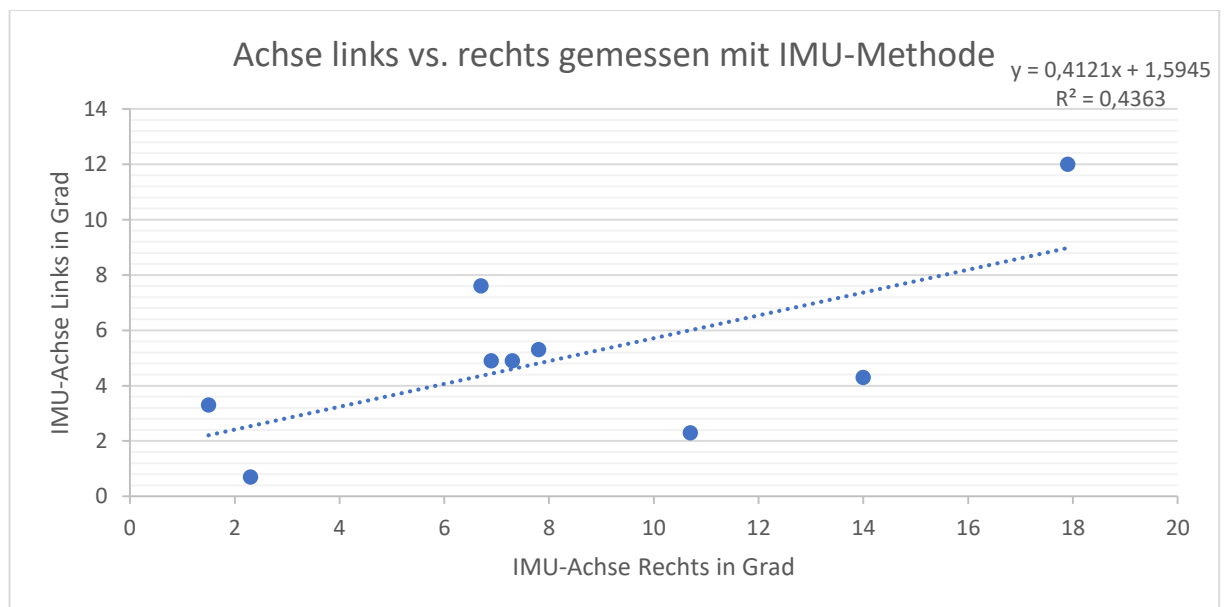


Abbildung 19: Die Korrelation der rechten und linken Achse der IMU-Methode

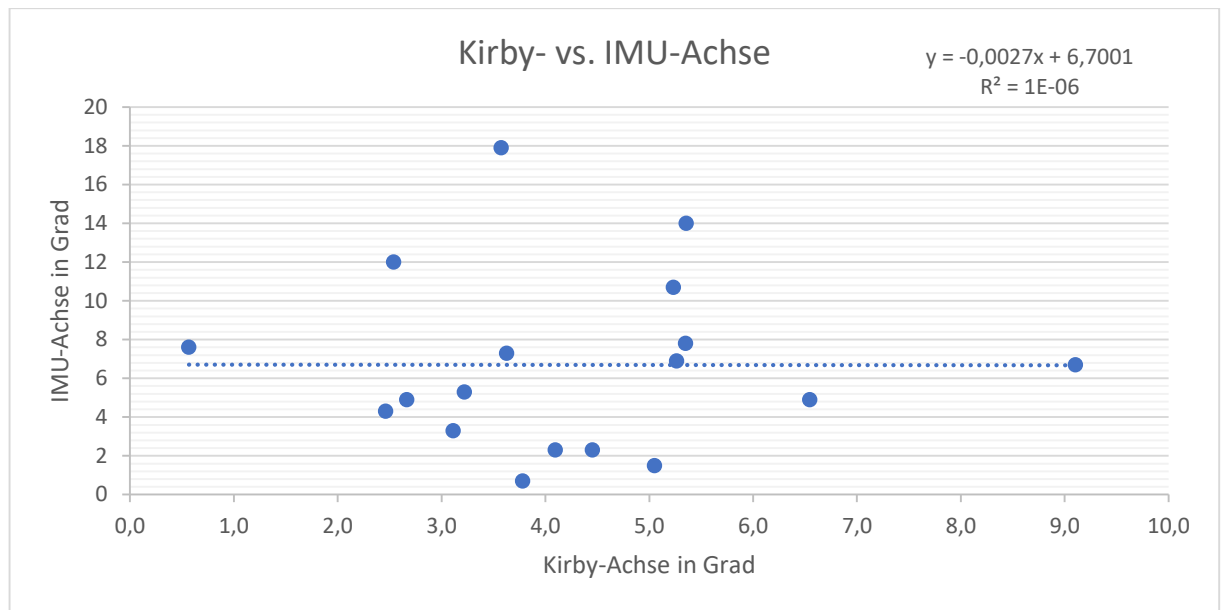


Abbildung 20: Die gemessenen Achsen der zwei Methoden gegenübergestellt.

In Abbildung 20 ist zu sehen, dass zwischen der modifizierten Methode nach Kirby und der Sensor-Methode eine Null-Korrelation besteht.

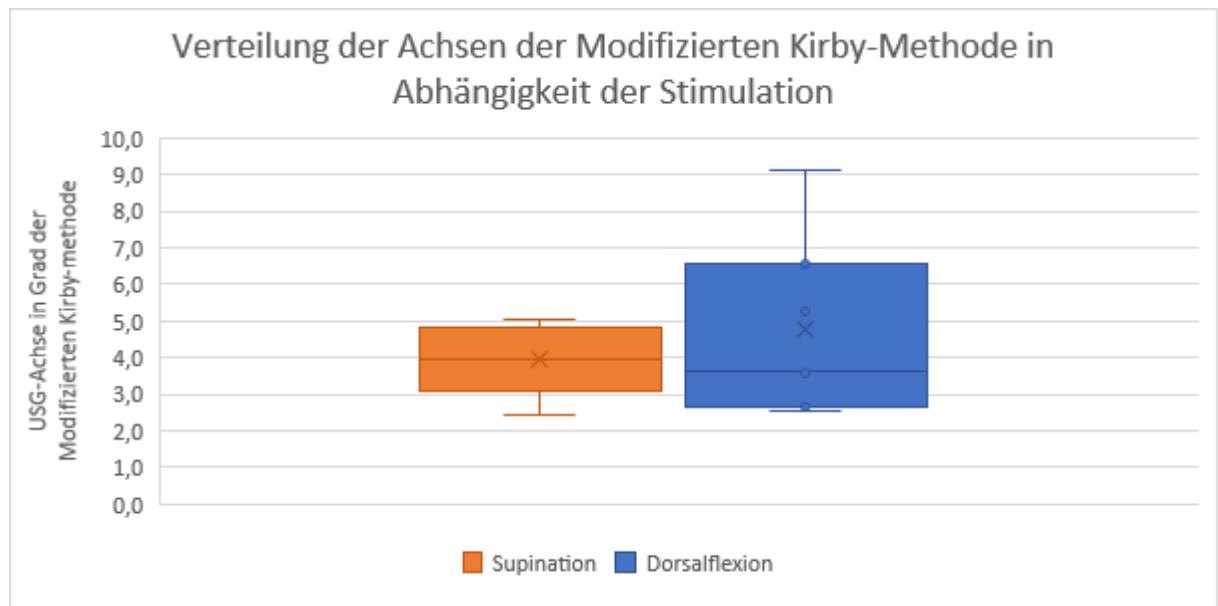


Abbildung 21: Der Zusammenhang zwischen der USG-Achse nach der Modifizierten Kirby-Methode und der Stimulation

Es besteht kein Zusammenhang zwischen der Kirby-Methode und der Stimulation bzw. der Supination und Dorsalflexion (siehe Abbildung 21). In Abbildung 22 sind die Bewegungsrichtungen gemessen mit dem IMU-System und der Stimulation des M. tibialis anterior zu sehen. Bei Sprunggelenksachsen unter einem Winkel von 5° waren Supinationsbewegungen in der Stimulation sichtbar, Achsen über 5° zeigten keine Supination mehr.

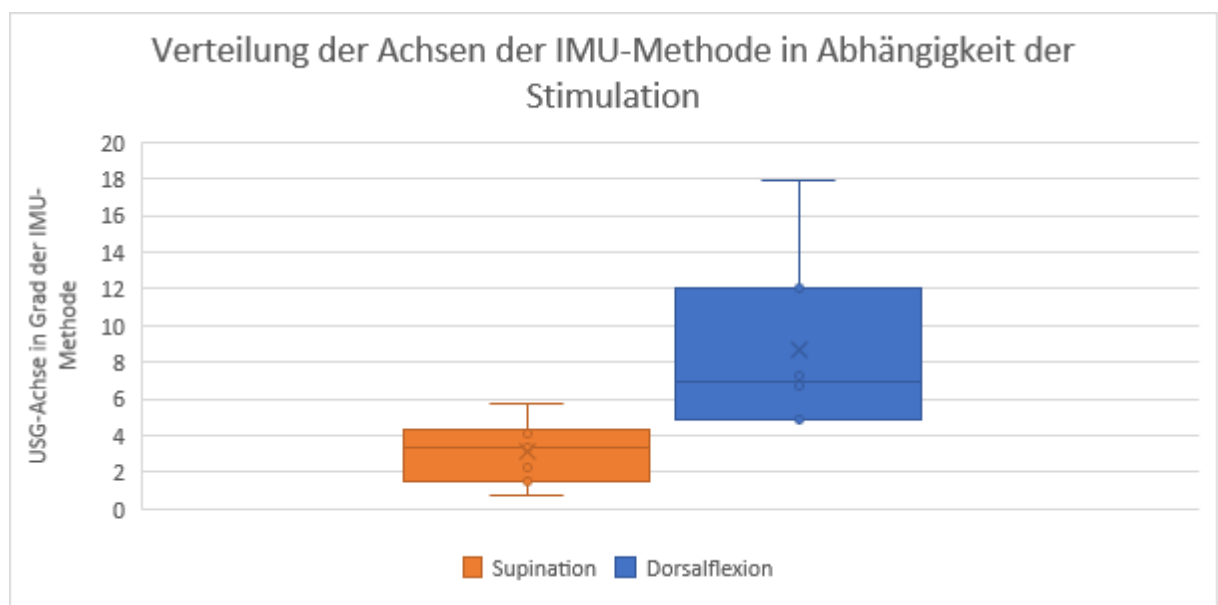


Abbildung 22: Die Abhängigkeit zwischen der USG-Achse gemessen mit der IMU-Methode und der Stimulation

Um zwei Methoden miteinander vergleichen zu können, muss eine geeignete Weise gefunden werden, um die Übereinstimmung darzustellen. Bland und Altman entwickelten zum Vergleich zweier Methoden ein grafisches Verfahren, durch das sich die Übereinstimmung darstellen lässt; dies ist auch bekannt als Bland-Altman-Diagramm [45, 46]. In diesem ist es besonders deutlich abzulesen, inwieweit zwei Methoden miteinander übereinstimmen (siehe Abbildung 23). Dazu werden der Mittelwert und die Standardabweichung aller Differenzen der beiden Methoden gebildet. Der Mittelwert repräsentiert die mittlere Referenzlinie (durchgezogene schwarze Linie). Der Mittelwert der Differenzen addiert mit der Standardabweichung der Differenzen mit 1,96 multipliziert ergibt die obere Referenzlinie. Durch das subtrahieren der 1,96-fachen Standardabweichung wird die untere Referenzlinie generiert (gestrichelte schwarze Linien).

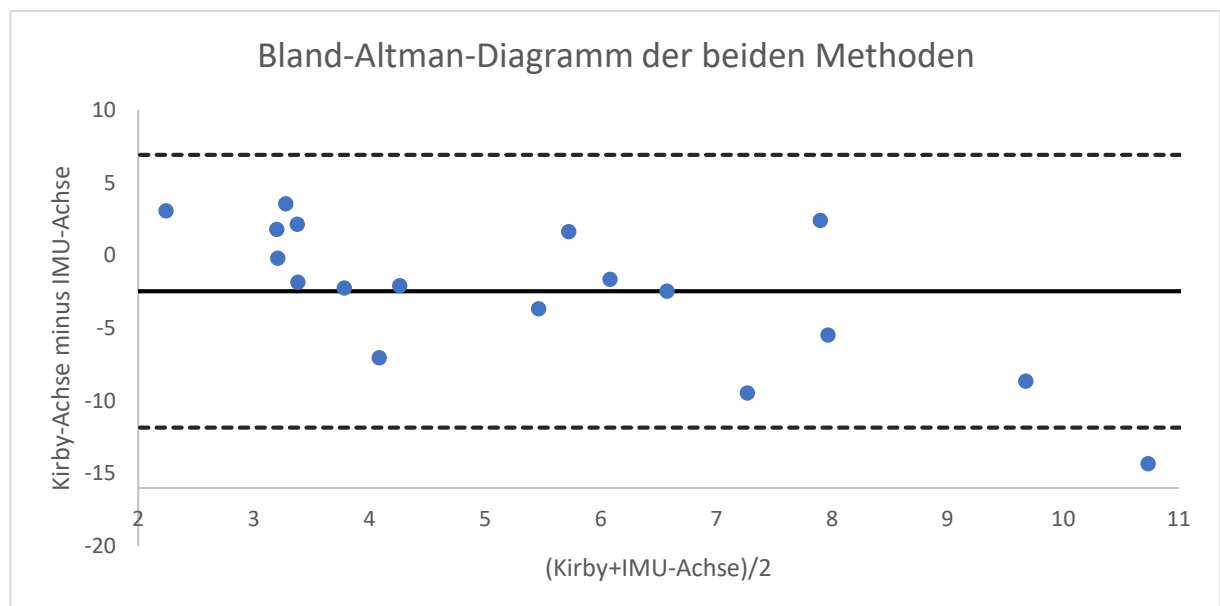


Abbildung 23: Das Bland-Altman-Diagramm der zwei Messmethoden Kirby und IMU

Durch die ins Negative verschobene mittlere Referenzlinie ist eine Unterbestimmung der Kirby-Methode im Vergleich zur IMU-Methode zu erkennen. Des Weiteren ist erkennbar, dass die Kirby- und IMU-Methode mit größer gemessener Achse auch größere Differenzen aufweisen. Veranschaulicht wird dies mit der steigenden Streuung entlang der x-Achse. Die Breite der auftretenden Schwankungen liegt bei etwa 18° (Range von oberer bis unterer Referenzlinie).

6. Diskussion

Ziel in dieser Arbeit war es, die Achse des unteren Sprunggelenks mit verschiedenen Methoden zu ermitteln. Dabei sind die Ergebnisse der Bachelorarbeit gemessen mit der modifizierten Kirby-Methode aus vielerlei Hinsicht nicht plausibel und weichen von den Angaben in der Literatur ab. So hat Manter eine Deviation von 16° beschrieben mit einem Minimum von 8° und einem Maximum von 24° . In dieser Arbeit lag das Maximum bei 9° und der Mittelwert bei $4,5^\circ$ bei einem Minimum von 0° nach der Modifizierten Kirby-Methode. Bei der IMU-Methode lag der Mittelwert bei $6,68^\circ$ mit einem Maximum von $17,9^\circ$ und einem Minimum von $0,7^\circ$. Kirby untersuchte in seiner Studie 2000 Füße innerhalb von 16 Jahren. In dieser Arbeit wurden im Gegensatz dazu 44 Sprunggelenke untersucht. Besonders durch die im Vergleich zu Kirbys Erhebung [27] signifikant niedrigere Probandenzahl unterscheiden sich die Arbeiten. In dieser Messreihe wurden keine pathologischen Füße wie bei Kirby gefunden oder untersucht. Eine höhere Probandenzahl wäre auch in dieser Hinsicht spannend, da eventuell eine Aussage bei stark pathologischen Füßen über deren USG-Achsen-Ausrichtung getroffen werden könnte. Wie bei Kirby beschrieben, wurden auch in dieser Arbeit mit beiden Methoden keine Gemeinsamkeiten zwischen rechter und linker Seite gefunden. Auch in anderen Gelenken wurde bereits eine anatomische Varianz beschrieben [45, 47, 48].

Kirby stellte bei seiner Arbeit durch direktes Aufmalen auf den Fuß die Punkte dar und wertete die USG-Achse nicht aus. In dieser Arbeit wurden die Punkte zuerst auf eine dünne Platte projiziert. Zwar ist eine Rotation besser palpierbar, wenn direkt auf den Fuß gedrückt wird, jedoch erschwert dies deutlich die Auswertung, da die Messpunkte dann in einem dreidimensionalen Koordinatensystem eingetragen sind. Durch eine dünne Platte, wie sie in dieser Arbeit verwendet wurde, lagen alle gemessenen Punkte bereits in einer Ebene und das Digitalisieren wurde deutlich vereinfacht.

Die IMU-Methode zeigte keine Übereinstimmung mit der Modifizierten Kirby-Methode im direkten Vergleich. Auch waren bei den Ergebnissen keine Übereinstimmungen der rechten und linken USG-Achse des gleichen Probanden ersichtlich. Sowohl mit der Modifizierten Kirby- als auch mit der IMU-Methode ließ sich kein Zusammenhang finden. Beim Eliminieren der Ausreißer in Abbildung 19 ergibt sich ebenfalls eine Null-Korrelation. Obwohl die beiden Systeme am selben Koordinatensystem ausgerichtet wurden, liefern sie unterschiedliche Ergebnisse.

Im Rahmen dieser Bachelorarbeit wurde der Zusammenhang zwischen der USG-Achse und der Bewegung des M. tibialis anterior gezeigt, wie er bisher noch nicht in der Literatur beschrieben wurde (siehe Abbildung 22). Wie durch die Ergebnisse ersichtlich wurde, hat die Ausrichtung der USG-Achse einen Einfluss auf die Bewegung des M. tibialis anterior. Dadurch kann widerlegt werden, dass der Muskel einzig für die Supination verantwortlich ist. Wie sich gezeigt hat, führt eine erhöhte Achse zu einer reinen Dorsalflexion des Fußes. Eine Pronation wurde in dieser Messreihe nicht beobachtet. Eine Aussage darüber, ob eine bestimmt orientierte USG-Achse ebenfalls ein erhöhtes Verletzungsrisiko bewirkt, kann nicht getroffen werden. Dazu müssten mehr Probanden untersucht und über einen längeren Zeitraum beobachtet werden.

Im Bland-Altman-Diagramm hat sich gezeigt, dass die Bestimmung mit der Kirby-Methode mit größer werdender USG-Achse sowohl unterbestimmt als auch stark streuend ist.

Eine Achse mit einer Deviation von 23° , wie im Anatomie-Lehrbuch beschrieben, konnte mit keiner der beiden Methoden eruiert werden [24].

In der Literatur ebenfalls zu finden ist, anders als bei Kirby, die Sagittalebene-Definition durch den zweiten Strahl (siehe Abbildung 24). Eine solche Achse hätte in den Ergebnissen zu größeren USG-Achsen geführt.

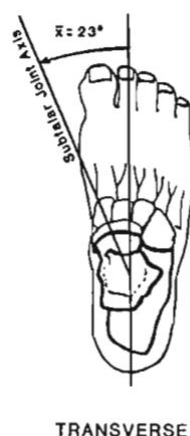


Abbildung 24: Die Sagittalebene Definition durch den zweiten Strahl [29, 49].

6.1 Limitationen

Die Stichprobe beinhaltet keine älteren Personen oder Personen unter 18 Jahren. Somit kann keine Aussage getroffen werden, ob beschriebene Zusammenhänge, z. B. die Bewegung des M. tibialis anterior, ebenfalls bei älteren oder heranwachsenden Menschen zutreffen.

Es wurde keine statistische Absicherung der Hypothesen durchgeführt. Insofern handelt es sich um eine rein deskriptive Arbeit ohne Interferenz-Statistik.

Eine der wohl größten Limitationen ist die Befestigung der Platte an dem Fuß und des Sensors auf der Platte. Hierdurch ist nicht gewährleistet, dass es sich um eine starre Verbindung handelt. Auch durch kleinste Bewegungen kann es zu Verzerrungen in der Messung kommen. Ebenfalls ist die Platte an der Außenseite des Fußes angebracht und projiziert nicht die exakte Bewegung des Calcaneus.

Die Methode nach Kirby ist eine reine Schätz-Methode, eine genaue Bestimmung der USG-Achse ist damit nicht möglich. Mögliche Limitationen der Kirby-Methode sind:

- Es muss orthogonal auf die Platte gedrückt werden, um die reale Position der Achse zu schätzen und damit keine Scherkräfte entstehen. Erfolgt die Druckrichtung nicht 90° zur Platte, wird eine Pro- oder Supination unterstützt statt hervorgerufen.
- Des Weiteren sollten die Probanden keinerlei Muskeln anspannen. Wie sich jedoch bei der Messung herausgestellt hat, gibt es bei Probanden auch einen erhöhten Muskeltonus. Durch Muskelspannung wird ebenfalls das Ergebnis der Kirby-Messung verfälscht.
- Wie sich gezeigt hat, erschwert die Platte das Übertragen der punktuellen Kraft zum Fuß. So wird beim Mittelfuß mit dem Fußgewölbe eher die Platte verbogen, anstatt dass der Fuß rotiert.

Beim IMU-System sind Probleme mit der Fixation von Sensor-Halterung und Platte zu erkennen. Außerdem kann es durch das Aufbringen des Sensors auf der Haut zu Hautverschiebungen kommen, die ebenfalls das Ergebnis beeinflussen können.

Während der Stimulation ist darauf zu achten, keine anderen Muskeln mit zu stimulieren. Zwar wurden die Elektroden zurechtgeschnitten, jedoch muss auch das Platzieren exakt neben der Tibia-Kante erfolgen, damit nicht z. B. der M. peroneus mit stimuliert wird.

7. Ausblick/Fazit

In dieser Arbeit wurde die Rotationsachse des unteren Sprunggelenks sowohl mit einer digitalen als auch analogen Methode untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass durch die Stimulation des M. tibialis anterior bei einer untersuchten Gradzahl der USG-Achse eine Pronation oder reine Dorsalflexion ausgeführt wird. Sowohl mit der Modifizierten Kirby- als auch der IMU-Methode konnte kein Zusammenhang zwischen der USG-Achse und der kontralateralen Seite ermittelt werden, was mit der Literatur übereinstimmt.

Ein weiterer Schritt, der in Zukunft denkbar wäre, ist eine Validation der Systeme. Bis jetzt ist keines der beiden Systeme validiert, wodurch auch keine Aussage getroffen werden kann, welches der Ergebnisse zutreffender ist. Ein möglicher Ansatz für eine Validation wäre ein bildgebendes Verfahren wie das MRT, bei dem auch körperinnenliegende Strukturen wie der Talus deutlich abgebildet werden können. Jedoch kann auch mit einem bildgebenden Verfahren keine zu hundert Prozent exakte Achse beschrieben werden. Zurzeit befindet sich kein System auf dem Markt, das in der Lage wäre, die USG-Achse valide zu bestimmen.

Die Reliabilität der Kirby-Methode ist stark vom Untersucher abhängig. Durch die punktuelle Kraft kann es zu Scherkräften und schiefen Druckrichtungen kommen, die die Bewegung des Fußes beeinflussen können. Darüber hinaus lässt die Positionierung bei der Modifizierten Kirby- und der IMU-Methode sowie der Stimulation eine Varianz zu, wie exakt die Platte, die Sensoren und die Elektroden aufgebracht werden. Jedoch bleibt bei der IMU-Methode die Auswert-Routine immer gleich und auch bei der Stimulation wird jedes Mal mit derselben Stromstärke zwischen den Kontraktionen stimuliert. Denkbar wäre bei der Modifizierten Kirby-Methode z. B., dass mit unterschiedlichen Farben wiederholt von unten gegen die Platte gedrückt wird. Dadurch wäre es möglich, die unterschiedlichen Achsen auszuwerten und in Bezug zueinander zu setzen.

In Zukunft könnte es von Nutzen sein, eine Fußplatte mit integrierter Sensor-Halterung mit einem 3-D-Drucker zu drucken. Dadurch hätte der Sensor eine bekannte, fixe Position und durch Markierungen auf der Platte könnte eine Positionierung des Fußes erleichtert werden. Durch weitere Messungen können Ungenauigkeiten bei der Palpation oder dem Drücken auf die Platte durch Übung minimiert werden. Vor allem durch das Sensorsystem kann in Zukunft weiter der Zusammenhang zwischen der USG-Achse und der Bewegung des M. tibialis anterior untersucht werden. Eine Untersuchung von bestimmten

Sportgruppen mit präferierten Füßen, z. B. Fußballern, wäre ebenfalls spannend, um eine Aussage über die Orientierung der USG-Achse bei bestimmten Sportarten zu treffen.

Es wird empfohlen, auch in Zukunft weitere Arbeiten auf diesem Themengebiet zu entwickeln, vor allem unter dem Aspekt, dass es literarisch keinen klaren Standard gibt, wie die Achse zu bestimmen ist. Jene Zusammenhänge, die in dieser Arbeit gezeigt wurden, schließen auf vielversprechende zukünftige Forschung im Themengebiet der USG Achse.

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen Personen bedanken, die mich während der Erstellung der Bachelorarbeit unterstützt haben:

M. Sc. Sascha Schlechtweg für die exzellente Betreuung des Projekts, das sehr hilfreiche Feedback und die Bereitschaft jederzeit neue Ideen zu verwirklichen und zu unterstützen.

Prof. Dr. Wilfried Alt für die richtungsweisenden Anregungen und der Hilfsbereitschaft bei auftretenden Problemen.

Prof. Dr. biol. hum. Steffen Wolf für die hochwertige und aufbauende Betreuung als Professor seitens der Hochschule.

Miriam Almanová für die moralische Unterstützung während der sehr anregenden und lehrreichen Zeit meines Studiums und meinem Aufenthalt in Stuttgart.

Danke an meine Familie, welche dieses Studium finanziell erst möglich gemacht hat und mich bei all meinen Entscheidungen unterstützt hat.

An dieser Stelle auch ein Dankeschön an alle Probanden, welche sich bereit erklärt haben an dieser Arbeit mitzuarbeiten.

Danke ebenfalls an die gesamte Abteilung 3 des Instituts für Sport- und Bewegungswissenschaften für die wohlthuende und positive Arbeitsatmosphäre mit welcher mir stets begegnet wurde

8. Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: DARSTELLUNG DER KNOCHEN DES FUßES UND DES UNTEREN SPRUNGGELENKS. IN BLAU EINGEZEICHNET: DAS FUßGEWÖLBE [20]	7
ABBILDUNG 2: DIE ZYLINDRISCHE DARSTELLUNG DES UNTEREN SPRUNGGELENKS NACH MACEIRA ET AL. [20]	7
ABBILDUNG 3: DIE ACHSE DES USG NACH ANDERMAHR. ZU SEHEN SIND DIE KNÖCHERNEN STRUKTUREN CALCANEUS (C), TALUS (T) UND NAVICULAR (N) [13]. EINGEZEICHNET ALS PFEIL IST DIE ACHSE NACH HENKE VON UNTEN-LATERAL NACH OBEN-MEDIAL	10
ABBILDUNG 4: DIE DARSTELLUNG DER BIOMECHANIK DES FUßES BEI BELASTUNG NACH KIRBY [27][27]	11
ABBILDUNG 5: DIE MESSUNG NACH KIRBYS DURCHFÜHRUNG UND BESCHREIBUNG [27]	13
ABBILDUNG 6: KIRBY-MESSSOHLEN AUS PLEXIGLAS IN DER GRÖßE 38. LINKS MIT BEREITS AUFGEKLEBTEM MILLIMETERPAPIER UND EINGEZEICHNETER ACHSE, RECHTS DIE GLASPLATTE MIT EINGEZEICHNETER ACHSE.	14
ABBILDUNG 7: DIE MESSREIHENFOLGE VON LINKS NACH RECHTS: VERMESSEN DES FUßES, EINZEICHNEN DER ACHSE AUF PLEXIGLAS-PLATTE, ÜBERTRAGEN DER ACHSE AUF MILLIMETERPAPIER	16
ABBILDUNG 8: VON LINKS NACH RECHTS: POSITIONIEREN DES FUßES AUS DER PLATTE MIT IMU-SENSOR, DURCHFÜHRUNG DER KIRBY-MESSUNG, PROJEKTION DER KIRBY-MESSUNG	16
ABBILDUNG 9: AUSWERTUNG DER KIRBY-MESSUNG IN MATLAB MIT ANGEZEIGTEM CURSOR ZUM MARKIEREN DER RELEVANTEN PUNKTE	17
ABBILDUNG 10: MATLAB-AUSGABE DER BERECHNETEN GERADEN, AUS DENEN DER WINKEL BERECHNET WIRD. IN BLAU DIE PUNKTE ENTLANG DER ACHSE, IN ROT DIE KIRBY-MESSPUNKTE	17
ABBILDUNG 11: DIE 3-D-GEDRUCKTE HALTERUNG FÜR DEN IMU-SENSOR.	18
ABBILDUNG 12: DIE HALTERUNG MIT IMU-SENSOR APPLIZIERT AUF DIE PLEXIGLAS-PLATTE.	19
ABBILDUNG 13: DAS STIMULATIONSGERÄT ,COMPEX SA SPORT P´ MIT ANGESCHLOSSENEN ELEKTRODEN (RECHTS)	21
ABBILDUNG 14: DER M. TIBIALIS ANTERIOR (ROT MARKIERT) AM HUMANEN UNTERSCHENKEL [44].	22
ABBILDUNG 15: DER STIMULATIONSAUFBAU MIT ANGEBRACHTEN ELEKTRODEN UND INDIVIDUELLER PROBANDENNUMMER	22
ABBILDUNG 16: DIE ACHSEN GEMESSEN NACH DER METHODE VON KIRBY, GEGENÜBERGESTELLT MIT AUFTRETENDER HÄUFIGKEIT	23
ABBILDUNG 17: DIE GEMESSENEN ACHSEN: LINKS UND RECHTS IM VERGLEICH, GEMESSEN MIT DER KIRBY-METHODE	24
ABBILDUNG 18: EINE ÜBERSICHT DER USG-ACHSEN GEMESSENEN MIT DER IMU-METHODE	25
ABBILDUNG 19: DIE KORRELATION DER RECHTEN UND LINKEN ACHSE DER IMU-METHODE	25
ABBILDUNG 20: DIE GEMESSENEN ACHSEN DER ZWEI METHODEN GEGENÜBERGESTELLT.	26
ABBILDUNG 21: DER ZUSAMMENHANG ZWISCHEN DER USG-ACHSE NACH DER MODIFIZIERTEN KIRBY-METHODE UND DER STIMULATION	27
ABBILDUNG 22: DIE ABHÄNGIGKEIT ZWISCHEN DER USG-ACHSE GEMESSEN MIT DER IMU-METHODE UND DER STIMULATION	27
	36

ABBILDUNG 23: DAS BLAND-ALTMAN-DIAGRAMM DER ZWEI MESSMETHODEN KIRBY UND IMU	28
ABBILDUNG 24: DIE SAGITTALEBENEN DEFINITION DURCH DEN ZWEITEN STRAHL [29, 49].	30
TABELLE 1: SCHUHGRÖÖE UND GEWICHT DER PROBANDEN	23

9. Literaturverzeichnis

- 1 *Richard HA, Kullmer G.* Biomechanik – Definitionen, Aufgaben und Fragestellungen
- 2 *Söll H.* Biomechanik in der Sportpraxis: Schwerpunkt: Gerätturnen: Hofmann; 1982
- 3 *Falk SSI, Mittlmeier T.* Biomechanik des Sprunggelenks. Orthopädie und Unfallchirurgie up2date 2017; 12: 491 – 518
- 4 Judith F. Baumhauer, MD, Denise M. Alosa *et al.* A Prospective Study of Ankle Injury Risk Factors
- 5 *Piazza SJ.* Mechanics of the subtalar joint and its function during walking. Foot and ankle clinics 2005; 10: 425-42, v
- 6 Isman, R.E. Inman, V.T. Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle
- 7 *Brandenburg L.* Fuß & Sprunggelenk und Sport: Empfehlungen von Sportarten aus orthopädischer und sportmedizinischer Sicht; mit 62 Tabellen: Deutscher Ärzteverlag; 2009
- 8 *Weitbrecht J.* Syndesmologia; sive historia ligamentorum corporis humani; 1742
- 9 *Manter JT.* Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. The Anatomical Record 1941; 80: 397 – 410
- 10 *Hicks JH.* The mechanics of the foot. I. The joints. Journal of anatomy 1953; 87: 345 – 357
- 11 Hellpap, W. Das vernachlässigte untere Sprunggelenk. Die „Frakturlinie“ der Supination 1963: 289 – 300
- 12 *Close JR, Inman VT, Poor PM et al.* The function of the subtalar joint. Clinical orthopaedics and related research 1967; 50: 159 – 179
- 13 *Milgrom C, Giladi M, Simkin A et al.* The normal range of subtalar inversion and eversion in young males as measured by three different techniques. Foot & ankle 1985; 6: 143 – 145
- 14 *Andermahr J.* Erkrankungen und Verletzungen des Rückfußes: Deutscher Ärzteverlag; 2011

- 15 *Maceira E, Monteagudo M.* Subtalar anatomy and mechanics. *Foot and ankle clinics* 2015; 20: 195 – 221
- 16 *Bartoniček J, Rammelt S, Naňka O.* Anatomy of the Subtalar Joint. *Foot and ankle clinics* 2018; 23: 315 – 340
- 17 *Pretterklieber ML.* Anatomie und Kinematik der Sprunggelenke des Menschen. Institut für Anatomie (2) der Universität Wien 1999: 1 – 7
- 18 *Ward CV.* Functional anatomy and phyletic implications of the hominoid trunk and hindlimb. *Function, phylogeny, and fossils: Springer;* 1997: 101 – 130
- 19 *Williams P, Dyson M, Dussak JE.* Bannister. LH; Berry, MM; Collins, P. & Fergson, MWJ *Gray's Anatomy. Skeletal system. 38th Ed. Elbs with Churchill Livingstone.* London 1995: 607 – 612
- 20 *Tortora, Gerard J., Derrickson, Bryan H., Hrsg.* Anatomie und Physiologie. Weinheim: WILEY_VCH Verlag GmbH & Co. KGaA; 2006
- 21 *Thieme.* Sprunggelenke. Im Internet:
<https://viamedici.thieme.de/lernmodule/anatomie/sprunggelenke?langtext=true;>
Stand: 09.09.2019 14:31Uhr
- 22 *Jerosch J, Fayaz HC.* Subtalare Arthroskopie; 2005
- 23 *Kenhub.* Unteres Sprunggelenk (Articulatio talotarsalis). Im Internet:
[https://www.kenhub.com/de/library/anatomie/unteres-sprunggelenk-articulatio-talotarsalis;](https://www.kenhub.com/de/library/anatomie/unteres-sprunggelenk-articulatio-talotarsalis) Stand: 09.09.2019 14:33Uhr
- 24 *Rauber/Kopsch.* Anatomie des Menschen Band 1. Lehrbuch und Atlas. 3. Aufl.: Georg Thieme Verlag; 2002
- 25 *lecturi.* Oberes Sprunggelenk: Anatomie der unteren Extremität. Im Internet:
<https://www.lecturio.de/magazin/oberes-sprunggelenk/>
- 26 *Benink RJ.* The constraint-mechanism of the human tarsus. *Acta Orthopaedica Scandinavica* 1985; 56: 1 – 135
- 27 *Kirby KA.* Subtalar Joint Axis Location and Rotational Equilibrium Theory of Foot Function 2001: 465 – 487
- 28 *Kirby KA.* Rotational equilibrium across the subtalar joint axis; 1989

- 29 *Bruckner J.* Variations in the Human Subtalar Joint
- 30 *Bunning PSC, Barnett C.H.* A comparison of adult and foetal talocalcaneal articulations. Great-Britain: J.Anat.,Lond.; 1965
- 31 *Cho H-J, Kwak D-S, Kim I-B.* Analysis of movement axes of the ankle and subtalar joints: relationship with the articular surfaces of the talus; 2014
- 32 *Kirby KA, Loendorf AJ, Gregorio R.* Anterior Axial Projection of the Foot 1988
- 33 *Ruby P, Hull, M.L., Kirby, K.A., Jenkins DW.* The Effect of Lower-Limb Anatomy on Knee loads during seated cycling. 1992
- 34 *Tomaro JE, Burdett, R.G., Chadran, A.M.* Subtalar Joint Motion and the Relationship to Lower Extremity Overuse Injuries 1996
- 35 *Fuller EA.* Center of Pressure and Its Theoretical Telationship to Foot Pathology; 1999
- 36 *Kenhub.* Musculus tibialis anterior. Im Internet:
<https://www.kenhub.com/de/library/anatomie/musculus-tibialis-anterior>; Stand: 09.09.2019 14:32Uhr
- 37 *DocCheck.* Musculus Tibialis Anterior. Im Internet:
https://flexikon.doccheck.com/de/Musculus_tibialis_anterior; Stand: 09.09.2019 14:31Uhr
- 38 *sportbachelor.* Musculus tibialis anterior. Im Internet:
<https://www.sportbachelor.com/musculus-tibialis-anterior/>; Stand: 09.09.2019 14:35Uhr
- 39 *Hamill J, Knutzen KM.* Biomechanical basis of human movement: Lippincott Williams & Wilkins; 2006
- 40 *Schlechtweg S, Alt W.* Präzisionsanalyse eines IMU-basierten Verfahrens zur Bestimmung von Gelenkachsen. Konstanz; 10.-12.04.2019
- 41 *Markus Haid HH.* Mit Sensoren dynamische Bewegungen erfassen. Im Internet:
<https://www.elektronikpraxis.vogel.de/mit-sensoren-dynamische-bewegungen-erfassen-a-398673/>

- 42 *Alt W, Gollhofer A, Jacob HAC et al.* In Vitro and in Vivo Determination of Ankle Joint and Subtalar Joint Axes using the Helical Axis Method 1998: 288 – 291
- 43 *Seel T, Schauer T, Raisch J.* Joint axis and position estimation from inertial measurement data by exploiting kinematic constraints 2012: 45 – 49
- 44 *Mike Walden.* Anterior Compartment Syndrom. Im Internet:
<https://www.sportsinjuryclinic.net/sport-injuries/lower-leg/shin-pain/anterior-compartment-syndrome>; Stand: 09.09.2019 14:34Uhr
- 45 *Bland JM, Altman DG.* Statistical Method for assessing Agreement between two Methods of clinical Measurement 1986: 307 – 310
- 46 *Giavarina D.* Understanding Bland Altman analysis
- 47 *Iris Ute Kröning.* Strukturelle Analyse hemiendoprothetisch versorgter proximaler Humerusfrakturen; 2010
- 48 *Calliess T, Savov P, Ettinger M et al.* Knieprothesendesign und Kinematik: Unterschiede in Radian, Konformität und Rotation/Pivot. Z Orthop Unfall 2018; 156: 704 – 710
- 49 *R E Isman and V T Inman.* Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle

10. Terminologie Verzeichnis

Medial	Nah der Mittelachse gelegen
Lateral	Fern der Mittelachse gelegen
Posterior	Hinten liegend
Anterior	Vorne liegend
IMU	Inertial Measurement Unit
Tibia	Das Schienbein
Plantar Flexion	Die Absenkung des Fußes nach unten
Dorsal Flexion	Das Anheben des Fußes nach oben
Supination	Das Gleichzeitige Heben der Innen- und Senken der Außenseite des Fußes
Pronation	Das Gleichzeitige Senken der Innen- und Heben der Außenseite des Fußes

11. Anhang

11.1 Probandeninformation

Die Probandeninformation bezüglich der Messverfahren und der Durchführung der Messung:

Probandeninformation

Sehr geehrte Probandin, sehr geehrte Proband,

im Rahmen unserer Arbeit werden wir die untere Sprunggelenksachse auf unterschiedliche Arten analysieren und dokumentieren. Dieser Sachverhalt ist deswegen so interessant, da es zurzeit in der Literatur viele verschiedene Aussagen über die Achse des unteren Sprunggelenks gibt.

In unserer Arbeit werden wir die Achse mit der Methode nach Kirby, welche im Folgenden beschrieben wird und mit Inertial Sensoren schätzen. Außerdem werden Bilder des Fußes gemacht und ein Muskel stimuliert.

Kirby Messung:

Bei der Kirby Messung wird eine Glasplatte von unten auf den Fuß geklebt und anschließend gegen die Glasplatte gedrückt. Die Durchführende Person achtet hierbei auf die Rotation des Fußes und markiert jene Punkte, bei welchen keine Rotation stattfindet. Negative Auswirkungen durch die Anwendung sind nicht zu erwarten.

Inertial Sensoren:

Die Inertial Sensoren werden auf die Haut geklebt an der Stelle der Tibia-Kante und des Fußes. Dazu kann es notwendig sein, dass die Haare kleinflächig vorher entfernt werden. Die entsprechenden Stellen werden vorher desinfiziert wobei der Testleiter Latexhandschuhe trägt. Bei der Rasur kann es zu Rötungen der Haut oder kleinen oberflächlichen Verletzungen kommen. Bei der anschließenden Bewegung des Fußes übertragen die inertial Sensoren Ihre Daten an den Laptop, welcher daraus eine Achse berechnet.

Während der Messung mit dieser Methode werden Sie dazu aufgefordert den Fuß auf eine festgesetzte Weise zu bewegen.

Fotos:

Es werden Fotos von Ihrem Fuß & Schienbein aufgenommen. Die Fotos dienen der Auswertung und der Überprüfung, ob die Sensorposition im anatomischen Koordinatensystem liegt. Auf den Fotos ist nicht ihr Name zu sehen nur eine Nummer, welche vorher an das Schienbein geklebt wird.

Stimulation:

Bei der Stimulation werden zwei Elektroden an den Musculus tibialis anterior angebracht. Dieser Muskel liegt an der vorderen Seite des Schienbeins und ist mit Verantwortlich für das Heben des Fußes. Durch eine Transkutane Elektrische Muskel-stimulation wird der Muskel durch einen Stromstoß zur Kontraktion gebracht. Die Stimulation kann mitunter unangenehm brennende Schmerzen auslösen, welche mit Wegnahme des Stromflusses sofort aufhören. Das Experiment kann jederzeit ohne Angabe von Gründen von Ihnen gestoppt werden.

Ich wurde darüber informiert, dass die Teilnahme an der Studie freiwillig ist und dass ich meine Einwilligung jederzeit und ohne Angabe von Gründen widerrufen kann, ohne dass mir dadurch Nachteile entstehen.

Name, Vorname Proband:

Datum und Unterschrift Proband:

Unterschrift aufklärender Untersucher:

11.2 Datenschutzerklärung

Im Folgenden die Datenschutzerklärung für Probanden zur weiteren Verwendung und Analyse der Daten:

Datenschutz/ Einwilligungserklärung

Ich erkläre mich freiwillig bereit, an der o. g. Studie teilzunehmen.

Name des Probanden / Patienten:

Geburtsdatum:

Ich bin damit einverstanden, dass meine im Rahmen dieser Arbeit erhobenen Daten, insbesondere Krankheitsdaten aufgezeichnet, in Computern gespeichert, verarbeitet und zu wissenschaftlichen Zwecken veröffentlicht werden. Ferner erkläre ich mein Einverständnis, dass an der Arbeit beteiligte Personen in die mit meinen Personalien versehene Krankenakte Einsicht nehmen dürfen, soweit dies zur Prüfung der vollständigen und korrekten Übertragung sowie der ordnungsgemäßen Durchführung der Studie notwendig ist.

Datum, Unterschrift des Probanden:

11.3 Anamnesebogen

Nachfolgend zu finden der Anamnesebogen für die Probanden, welche diesen vor den Messungen ausfüllen.

Vorname _____
Nachname _____
Beruf/Studiengang _____
E-mail (freiwillig) _____
Geschlecht _____
Datum _____

Bitte beantworten Sie nachfolgende Fragen mit Richtig (R) oder Falsch (F) bzw. mit einer ausführlichen Antwort, wenn danach gefragt wird.

1. _____ Wurden bei Ihnen Fußfehlstellungen o.ä. diagnostiziert?

- Wenn Ja welche?
 - ☐ Hohlfuß
 - ☐ Spitzfuß
 - ☐ Spreizfuß
 - ☐ Beinlängendifferenz
 - ☐ Sonstiges:

2. _____ Wurden Maßnahmen zur Korrektur eingesetzt?

- Wenn Ja welche?
 - ☐ Einlagen
 - ☐ Orthopädische Schuhe
 - ☐ Schiene
 - ☐ Bandage
 - ☐ Sonstiges:

3. _____ Lagen Verletzungen vor? Wenn Ja welche?

4. _____ Welchen Sportarten gehen Sie momentan nach?
